312 6

HOCHAUFLÖSENDE REAL - TIME - SONOGRAPHIE BEI CHOLEZYSTOLITHIASIS

Vergleich zu röntgendiagnostischen Methoden

EFSTATHIOS KOKIANTONIS

Diss München
1984

UCLA
LIBRARY

Aus der Radiologischen Klinik und Poliklinik
der Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. J. Lissner

Hochauflösende Real - Time - Sonographie bei Cholezystolithiasis Vergleich zu röntgendiagnostischen Methoden*

Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Efstathios Kokiantonis
aus
Rhodos
1983

* Mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. J. Lissner

Dekan: Prof. Dr. med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.1984

Herstellung: Hieronymus Buchreproduktions GmbH, München

Meinen Eltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Einleitung	1
II.	Gallenblase und Gallengänge Ihre topographische Lage und Aufgabe	2
III.	Gallensteinleiden	3
IV.	Patientengut	5
V.	Untersuchungsverfahren	5
	A. Sonographie	5
	a. Prinzip	6
	b. Physikalische Grundlagen	6
	c. Bilderzeugung. Technische Verfahren	13
	d. Nebenwirkungen	17
	e. Untersuchungstechnik	20
	f. Typische Befunde	21
	B. Abdomenleeraufnahme	23
	C. Orale Cholezystographie	24
	D. Intravenöse Cholezystographie	25
	E. Endoskopische retrograde Cholangio- Pankreatikographie (ERCP)	27
	F. Computertomographie	28
VI.	Andere Möglichkeiten in der Diagnostik von Gallensteinen und ihre Aussagekraft	30
	A. Infusionscholezystographie	30
	B. Percutane Transhepatische Cholangio- graphie (PTC)	30
VII.	Ergebnisse	32
	1. Übersicht	32
	2. Operativ gesicherte Diagnosen	35
	3. Durch Vergleichsuntersuchungen gesicherte Diagnosen	37
	4. Zusammenfassung aller untersuchten Fälle	37

Seite

5. Sensitivität, Spezifität und Treffsicherheit der verschiedenen Untersuchungsmethoden 40
6. Vergleich der Sonographie mit CT, ERCP, oralen- und iv- Cholezystographie 40

VIII. Diskussion 44

IX. Zusammenfassung 47

X. Literatur 48

I. EINLEITUNG.

Die sonographische Untersuchung des biliären Systems hat in den letzten Jahren neben den röntgenologischen Kontrastmitteluntersuchungsverfahren eine führende Stellung eingenommen (3,20,32,37).

Die gegenwärtig verwendeten röntgenologischen Methoden umfassen die orale und intravenöse Cholezysto-Cholangiographie. Wenn aber der Bilirubinwert im Serum 3 mg/100 ml überschreitet, haben diese Methoden wenig Aussicht auf Erfolg.

Die retrograde Cholangiopankreatikographie (ERCP) ist bei Patienten mit einem Ikterus erfolgreich, aber sie ist intrusiv und erfordet eine beträchtliche manuelle Geschicklichkeit (66).

In dieser Situation bedeutet eine nicht invasive, den Patienten wenig belastende und nach dem heutigen Wissen unschädliche Methode, wie die Sonographie, eine wertvolle Ergänzung.

Die Treffsicherheit der Sonographie im Bereich des biliären Systems konnte deutlich verbessert werden, durch die erfolgte technische Geräteweiterentwicklung mit Verbesserung der Strukturauflösung (Kossof,1978) und der zunehmende Erfahrung der Untersucher (32).

Aus diesen Gründen wird die diagnostische Zuverlässigkeit der Sonographie bei Cholelithiasis mit unterschiedlichen Werten zwischen 80% und 100% angegeben (21, 32,37).

In dieser Arbeit interessierte die diagnostische Aussagekraft der Sonographie im Vergleich zu anderen röntgenologischen Methoden bei einem Krankengut, das mit hochauflösenden Real-Time-Geräten untersucht wurde.

II. GALLENBLASE UND GALLENGÄNGE.

IHRE TOPOGRAPHISCHE LAGE UND AUFGABE.

Die Gallenblase ist ein birnenförmiger, 8-10 cm langer, 4-5 cm breiter dünnwandiger Sack, der 30-80 ml Flüssigkeit enthält. Sie liegt auf der Eingeweidefläche der Leber im vorderen Bereich der rechten sagittalen Furche.

Der Fundus ist nach ventral unten gerichtet und wird allseitig von Peritoneum überzogen. Er überragt bei praller Füllung den Leberrand um 1-1,5 cm und liegt der vorderen Bauchwand unmittelbar an (18,65).

Das Corpus ist mehr oder weniger an der Leberunterfläche angeheftet. Die freie Oberfläche wird vom Peritoneum überkleidet. Das Corpus verengt sich zum Collum, das nach hinten oben gegen die Leberpforte gerichtet ist und ohne scharfe Grenze in den Ductus cysticus übergeht (31).

Die intrahepatischen Gallengänge bilden in der Leberpforte den 4-6 cm langen Ductus hepaticus. In diesem mündet der Ductus cysticus, der aus der Gallenblase kommt und 3-4 cm lang ist.

Der weitere Gallenweg, Ductus choledochus genannt, ist 6-8 cm lang. Er setzt im Ligamentum hepatoduodenale den Verlauf des Ductus hepaticus fort, gelangt hinter dem Bulbus duodeni an die mediale hindere Seite des absteigenden Duodenums, wo er in 80% gemeinsam mit dem Ductus pancreaticus auf der Papilla duodeni major mündet, indem er die Duodenalwand durchbohrt.

Die Gallenblase sammelt die in der Leber produzierte Galle. Dort wird die Galle durch Wasserentzug auf 1/5 bis 1/10 eingedickt, und bei Bedarf abgegeben (18).

III. GALLENSTEINLEIDEN.

a) Epidemiologie.

Die häufigste Erkrankung der Gallenwege und der Gallenblase ist das Gallensteinleiden. Frauen sind etwa dreimal häufiger betroffen als Männer. Vermehrt treten Steine auf bei Patienten mit Leberzirrhose, hämolytischer Anämie, Diabetes mellitus, Hyperlipidämie Typ IV und bei Personen mit Adipositas (58).

b) Steintypen.

Unterschieden werden nach der Beschaffenheit Cholesterin-, Pigment- und Kalksteine. Cholesterin- und Pigmentsteine können größere Mengen von Kalziumsalzen enthalten und man spricht von Cholesterinkalk- oder Pigmentkalksteinen (58). Es können ein einzelner rundlicher Stein (Solitärstein) oder viele kleine facettierte Steine vorhanden sein. Kleinste Steine werden als Gallengrieß bezeichnet (58).

c) Ätiologie.

Cholesterinsteine: In der Galle bilden Gallensäure mit Lezithin und Cholesterin sog. Mizellen und halten dadurch das wasserunlösliche Cholesterin in Lösung. Ist der Anteil des Cholesterin im Verhältnis zum Gallensäuren- und Lezithinanteil zu hoch, so kristallisiert Cholesterin aus, und damit ist die Voraussetzung für die Entstehung der Cholesteringallensteine gegeben.

Pigmentsteine: Diese Steine werden besonders häufig bei Patienten mit hämolytischen Anämien oder Leberzirrhose gefunden und kommen hauptsächlich in asiatischen Ländern vor. Außerdem scheinen Infektionen des Gallengangsystems mit der Entstehung von Gallensteinen in Zusammenhang zu stehen (56).

d) Mögliche Steinlokalisationen und ihre Folgen.

- In den Gallengängen.
  Folge: aszendierende Cholangitis mit konsekutiver cholangitischer Leberzirrhose.

- Im Ductus choledochus.
  Folge: Gallestauung in der Leber, cholestatischer Ikterus, Cholangitis abscendens, cholangitische Leberzirrhose.
- Ductus cysticus.
  Folge: mechanische Schädigung des Gallenblasenepithels, akute oder chronische Cholezystitis, Gallenblasekarzinom.
- Präpapiläre Lokalisation.
  Folge: Übergreifen der Entzündung auf Pankreasgänge, akute Pankreatitis, Pankreasnekrosen (25,28).

e) Klinik

Zu den wesentlichen Krankheitserscheinungen bei Gallensteinträgern gehören:

1) Funktionelle Störungen von Seiten des Magendarmkanals mit Völlegefühl, Blähungen, seltener Diarrhoe und Erbrechen, besonders nach Fettmahlzeiten, nach Kaffe und nach blähenden Speisen.
2) Gallenkoliken, die durch eine akute Drucksteigerung in der Gallenblase oder im Ductus choledochus entstehen. Zu dieser Drucksteigerung kommt es durch Kontraktion der Gallenblase gegen ein Abflußhindernis, wie z.B. ein Steinverschluß im Duktus cysticus. Die Gallenblase kontrahiert sich unter der Einwirkung des Cholezystokinins, das aus der Duodenalschleimhaut bei Kontakt mit Fett freigesetzt wird.
3) Gelbsucht.
   Bei dem Durchtritt von Steinen durch den Ductus choledochus kommt es nicht selten zu einer Gelbsucht Der Stuhl ist dann entfärbt und der Urin hat eine dunkle Farbe.

4) Fieber

Während des akuten Schmerzanfalls kommt es fast immer zu einer Temperaturerhöhung (20,28,58).

IV. PATIENTENGUT.

In einem Zeitraum von 15 Monaten vom 04.03.1980 bis 13.05.1981, wurde in der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München bei 209 Patienten jeweils in nur kurzem Abstand (bis max. 10 Tage), sowohl eine Sonographie als auch eine Röntgenuntersuchung durchgeführt. Indikation zur Untersuchung waren unklare Oberbauchbeschwerden.

Es handelte sich um nicht vorausgewählte Patienten beiderlei Geschlechts, verschiedenen Lebensalters, schlanker, durchschnittlicher und adipöser Konstitution.

In 74 Fällen konnte der Ultraschallbefund und Röntgenbefund mit der operativ gesicherten Enddiagnose verglichen werden.

Es war angestrebt, die Sonographie bei allen Patienten vor der Röntgenuntersuchung durchzuführen, was jedoch nicht immer gelang, weil bei einigen Patienten bereits auswärts angefertigte Röntgenaufnahmen vorlagen.

V. UNTERSUCHUNGSVERFAHREN.

A. SONOGRAPHIE.

Zur Sonographie standen zwei Real-Time-Geräte, ein RA_1 der Firma Siemens und ein DS 2000 Sector-Scanner unter Verwendung einer Schallfrequenz von 3,5 MHz, zur Verfügung.

a. Prinzip.

Die Reflexion von Ultraschallwellen, die an den Grenzflächen verschiedener Gewebe im menschlichen Körper stattfindet, ist die Basis der Ultraschalldiagnostik.

Nur ein Teil des einfallenden Ultraschalls wird an der Grenzfläche zweier Medien reflektiert, der Rest breitet sich weiter bis zur nächsten Grenzfläche aus, wo eine neue Teilreflexion stattfindet.

Das Eindringen in die Tiefe ist abhängig:

1. Von der Reflexion und der Streuung des Ultraschalls an der Grenzfläche
2. Von der Dämpfung (Absorption) des Ultraschalls beim Durchgang durch die Gewebe

Die refektierten Ultraschallimpulse werden wieder vom Sender, der jetzt als Empfänger dient, aufgenommen, entsprechend verarbeitet und auf dem Bildschirm sichtbar gemacht (36,46).

b. Physikalische Grundlagen.

Der Ultraschall in der Medizinischen Diagnostik hat eine Frequenz von 2-10 MHz und gehört physikalisch zu den mechanischen Schwingungen.

Die Ausbreitung des Ultraschalls erfolgt durch Longitudinalwellen, und ist nur an die Materie gebunden.

Durch die Ultraschallwellen werden die Teilchen des Mediums in Schwingungen versetzt. Diese Schwingungen bleiben nicht auf den Entstehungsort beschränkt, sondern pflanzen sich wellenförmig fort. So entstehen Zonen, wo diese Teilchen dicht beisammen stehen oder weit voneinander entfernt sind (5,36).

1. Wellenlänge.
   Wellenlänge wird der Abstand zwischen zwei solcher Verdichtungszonen genannt (36).

In der Ultraschalldiagnostik liegt die Wellenlänge in einem Bereich von 0,15-1,5 mm.

2. Schallwellenwiderstand.

Der Schallwellenwiderstand bzw. akustische Impedanz Z eines Mediums ist definiert durch das Produkt seiner Dichte ρ und der Schallgeschwindigkeit c (36).

Der reflektierte und der durchgelassene Anteil einer Welle wird, außer vom Einfallswinkel, nur von der Schallimpedanz bestimmt (66).

3. Schallgeschwindigkeit.

Sie ist die Geschwindigkeit, mit der sich die Schwingung ihrer Ausbreitungsrichtung fortbewegt. Die Schallgeschwindigkeit ist eine gewebe- und materialspezifische Größe und ist durch die Dichte und Kompressibilität des Gewebes charakterisiert.

Im menschlichen Körper beträgt die Ausbreitungsgeschwindigkeit zwischen 1490-16660 m/s, wobei sie in der Lunge den niedrigsten (900 m/s) und in den Knochen den höchsten (3360 m/s) Wert erreicht (36).

Die Geschwindigkeit in verschiedenen Geweben und Substanzen sind in Tabelle 1 angeführt.

4. Frequenz.

Frequenz f ist die Anzahl der Wellen, die innerhalb einer Zeiteinheit (gewöhnlich eine Sekunde) einen bestimmten Punkt des Mediums passieren (42).

Die Schwingungsdauer T und die Frequenz f stehen zueinander in einer Beziehung die durch die Wellengleichung $T = \frac{1}{f}$ ausgedrückt wird.

Die Wellenlänge ist abhängig von der Schallgeschwindigkeit c und der Schwingungsfrequenz f. Diese Beziehung wird durch die Formel $\lambda = \frac{c}{f}$ ausgedrückt (36).

In der medizinischen Diagnostik verwendet man eine Frequenz, die zwischen 1 und 10 MHz liegt. Bei einer Schallgeschwindigkeit von 1500 m/s und einer Frequenz von 1 bis 10 MHz liegt die Wellenlänge in einem Bereich von 1,5 bis 0,15 mm (18).

TABELLE 1 : Ausbreitungsgeschwindigkeiten in verschiedenen Medien (36,66).

Medium	Schallgeschwindigkeit m/s	Dichte g/cm^3	Schallwellenwiderstand $g/cm^2.s^{-1}. 10^5$
Luft	330	0,0012	0,0004
Wasser	1496	0,997	1,49
Fett	1476	0,928	1,37
Muskel	1568	1,058	1,66
Lunge	900		0,36
Leber	1570	1,055	1,66
Knochen	3360	1,85	6,2
Gehirn	1521	1,040	1,58

5. Reflexion.

Tritt eine Welle auf die Grenzfläche zweier Medien unterschiedlicher akustischen Eigenschaften auf, dann wird ein Teil der Welle reflektiert, während der andere seinen Weg fortsetzt.

Bestimmend für die Größe des reflektierten und des durchgelassenen Anteils der Welle ist der Schallwellenwiderstand bzw. akustische Impedanz.

Die reflektierte Energie ist umso größer, je mehr sich die beiden Impedanzen der angrenzenden Medien unterscheiden. Gewebe also gleicher akustischer Impedanz können voneinander nicht mehr unterschieden werden.

Im menschlichen Körper haben die Weichteilgewebe einen Impedanzunterschied von nur 1%. Das reicht aber für eine Reflexion aus, die registriert werden kann.

Eine fast totale Reflexion der Ultraschallwelle erfolgt an der Grenze zwischen Gewebe und Luft bzw. Knochen. Wegen der Totalreflexion wird die Untersuchung von Geweben, die hinter Knochen oder Luft liegen, behindert. Deswegen muß für eine gute Kopplung des Prüfkopfes an der Haut gesorgt werden, was entweder durch Wasser, Gel oder einen Ölfilm geschieht (5,36).

6. Brechung.

Beim Übertritt in ein anderes Medium wird die Ultraschallwelle gebrochen. Die Brechzahl n läßt sich wie in der Optik aus dem Verhältnis der Ausbreitungsgeschwindigkeit berechnen:

$$n = \frac{c_1}{c_2} = \frac{\sin a}{\sin b}$$

Daraus folgt, daß bei senkrechtem Einfall, sin a=0, keine Brechung erfolgt. Die Welle tritt also ungebrochen in das nächste Medium ein. Erreicht der Brechungswinkel 90^{o}, so wird die Welle vollständig reflektiert (36).

7. Beugung.

In einem homogenen Stoff erfolgt die Ausbreitung der Wellen geradlienig. Wenn man ein Hindernis mit einem Loch in den Weg eines Schallbündels setzt, dann erfolgt eine gewisse Ablenkung am Rand des Schallbündels beim Passieren der Wellen durch das Loch (36,66).

Das Ausmaß dieser Ablenkung ist abhängig vom Durchmesser der Blende zur Wellenlänge. Je größer die Blendenöffnung, desto kleiner die Beugung bei gleicher Wellenlänge (36).

Wenn anstelle der Blende ein Hindernis gebracht wird, dann werden die Wellen wieder am Rand des Hindernisses in den Schatten des Bündels hineingebeugt. Diese Beugung ist von der Wellenlänge abhängig. Je größer die Wellenlänge, umso stärker die Beugung beim gleichen Hindernis (5,36).

8. Streuung.

Die Reflexionsgesetze gelten nur wenn die Grenzfläche glatt ist. Beim Auftritt eines Schallbündels auf eine rauhe Grenzfläche werden die Wellen nach verschiedenen Richtungen reflektiert.

Für den einzelnen Schallstrahl gelten noch die Refexionsgesetze, nicht mehr jedoch für das ganze Schallbündel.

Als Faustregel gilt, daß bei Rauhigkeiten, die kleiner als die Wellenlänge sind, die Reflexionsgesetze noch anwendbar sind. Viele Gewebe haben keine glatte Oberfläche und verursachen dadurch Streuung (36).

9. Schallintensität.

Damit eine Wellenbewegung in einem Medium erzeugt wird, muß man von außen Energie zuführen. Die dabei pro Flächeneinheit abgestrahlte Energie wird als Schallintensität I bezeichnet und in W/cm^2 angegeben (66).

In der sonographischen Diagnostik verwendet man Intensitäten, die zwischen 10 und 50 mW/cm^2 liegen. Rund 100 mal höher liegen dagegen die Intensitäten, die eine therapeutische Anwendung finden (36).

10. Absorption.

Bei der Ausbreitung einer Schallwelle durch ein Medium wird ein Teil der Energie in Form von Wärme absorbiert. Diese Absorption ist umso größer, je länger die Laufstrecke und je höher die Schallfrequenz ist (66).

Aus diesem Grund sind die Echos von tiefgelegenen Strukturen viel kleiner als von den hautnahen.

Um diesen Zustand zu ändern wird der Empfänger mit einer zeitabhängiger Verstärkung gekoppelt. Dabei werden die Echos laufzeitabhängig unterschiedlich verstärkt (36,66).

11. Erzeugung und Empfang von Ultraschallwellen.

Der Ultraschall wird durch Anwendung des Piezo- und Reziprokepiezoeffektes von keramischen Körpern erzeugt und nachgewiesen.

Beim reziproken piezoelektrischen Effekt werden die

Kristalle von den keramischen Stoffen beim Anlegen einer Spannung deformiert und dabei wird Ultraschall erzeugt. Beim piezoelektrischen Effekt dagegen wird bei Deformierung der Kristalle durch Ultraschall Spannung erzeugt.

Piezoelektrische Substanzen werden als "Wandler" (Transducer) bezeichnet, da sie eine Umwandlung von mechanischer und elektrischer Energie bewirken (66).

12. Auflösung und Eindringtiefe.

Unter Auflösungsvermögen versteht man die Fähigkeit, zwei Objekte als selbstständige Einheiten voneinander sicher zu unterscheiden. Bei der Ultraschalluntersuchung unterscheidet man das axiale und das laterale Auflösungsvermögen (36).

Das axiale bzw. Tiefenauflösungsvermögen ist von der Wellenlänge abhängig. Das heißt je höher die Schallfrequenz, desto besser die Auflösung.

Das laterale Auflösungsvermögen ist umgekehrt proportional der Breite des Schallbündels. Je schmaler das Schallbündel ist, desto besser die Auflösung.

Dies wird auch durch hohe Schallfrequenz erreicht. Je höher aber die Schallfrequenz ist, desto größer die Absorption. Das bedeutet, daß die Eindringtiefe bei steigender Frequenz geringer wird. Somit ist für die Steigerung der Schallfrequenz ein Limit gesetzt.

Die besten Resultate erzielt man bei neurologischen Untersuchungen und solche des Abdomens mit Frequenzen von 1 bis 2 MHz, bei kardio-vaskulären Untersuchungen mit 2-5 MHz und bei Augenuntersuchungen mit 8-20 MHz (66).

c. Bilderzeugung. Technische Verfahren.

Der Ultraschall wird nach seiner Reflexion an einer Grenzfläche wieder vom Transducer aufgenommen, elektrisch verarbeitet und auf einem Oszillographen sichtbar gemacht. In der medizinischen Diagnostik haben sich folgende Verfahren bewährt:

1. Das A-Verfahren (A=Amplitude).

Bei diesem Verfahren wird vom stehenden Schallkopf ein Ultraschallimpuls gesendet und gleichzeitig beginnt am Oszillographen ein Punkt mit gleicher Geschwindigkeit, wie die des Impulses, entlang einer Basislinie sich zu bewegen. Solange sich der Impuls in einem Medium fortpflanzt, bleibt der Punkt auf dem Schirm in der Basislinie. Wenn aber der Impuls an einer Grenzfläche teilweise reflektiert wird, erfährt auch der Punkt eine vertikale Auslenkung, die proportional der Echointensität ist (5,36).

Der Abstand der Auslenkung auf dem Schirm ist proportional der Zeit. Dieser gibt die Entfernung der Grenzfläche von der Schallquelle an. Wird der Vorgang schnell genug wiederholt (mehr als zwanzigmal pro Sekunde), entsteht beim Betrachter des Bildschirmes der Eindruck eines stehenden Bildes (66).

2. Das B-Verfahren (B=Brightness=Helligkeit).

Bei diesem Verfahren werden die Echos in Form von hellen Punkten entlang der Basislinie dargestellt.

Die Helligkeit der Punkte ist dabei proportional der Echoamplitude (36).

Durch kontinuierliche Speicherung der empfangenen Echos bei gleichzeitiger Bewegung des Ultraschallkopfes um den Patienten herum ergibt sich ein zweidimensionales Querschnittsbild in der Scan-Ebene (Tomogramm).

Der kontinuierliche Aufzeichnungsvorgang kann entweder fotographisch (mit einem Polaroidfilm) oder elektronisch erfolgen. Die elektronische Aufzeichnung kann mittels einer Direktspeicherröhre (bistabil oder mit Grauwertwiedergabe, Grey-Scale) oder - bei Benutzung einer Grauscala - mit einem Abtastumformer mit Fernsehmonitor vorgenommen werden.

Gegenwärtig kommt die Leistungsfähigkeit der Grauwertwiedergabe bei dem zweidimensionalen Abtasten eine große Bedeutung zu (66).

In den letzten Jahren wurde für die sonographische Diagnostik eine Vielzahl von unterschiedlichen Gerätearten entwickelt. Die wichtigsten Arten von B-Bild-Geräten sind:

a. Compound Contact-Verfahren.

Die Echodarstellung nach dem Compound-Verfahren heißt auch "langsames B-Bild", da der Bildaufbau und somit auch die Untersuchung mit diesem Verfahren viel Zeit in Anspruch nimmt.

Der Aufbau des zweidimensionalen Schnittbildes bei Compound Contact-Verfahren erfolgt durch manuelle Bewegung des Schallkopfes. Der Untersucher kann unmittelbar beobachten, wie das Bild synchron mit der Schallkopfbewegung als Zusammensetzung der Echos von vielen einander benachbarten Ultraschallstrahlen langsam entsteht.

Der Schallapplikator eines Compound-Gerätes ist in der Regel wesentlich kleiner als der eines Real-Time-Gerätes (s.u.) und sendet nur einen scharf gebündelten Ultraschall aus. Es ist an einem dreiteiligen, beweglichen Verbindungsgestänge befestigt, das es ermöglicht, in der gewünschten Untersuchungsebene die Position des Schallkopfes und die Richtung des Schallstrahls beliebig zu variieren (38).

Die Vorteile des beweglichen kleinen Schallapplikators besteht darin, daß sich auch dort kaum Ankopplungsschwierigkeiten ergeben, wo die Körperoberfläche uneben ist. Weiterhin lassen sich mit dieser Technik wegen der frei wählbaren Schallstrahlrichtung kleine akustische "Fenster" ausnutzen.

Die vom Transducerkristall empfangenen Echos werden helligkeitsmoduliert auf dem Bildschirm einer Speicherröhre abgebildet. Da die Bewegung des Schallkopfes über das Untersuchungsfeld einige Sekunden benötigt, verwendet man zur Wiedergabe der Echos keinen einfachen Fernsehmonitor, der nur die momentan empfangenen Echos weitergibt. Man benötigt eine Speicherröhre, die sämtliche, während des Bildaufbaus gesammelten, Echos festhält. Auf der Speicherröhre betrachtet man dann ein stehendes Schnittbild einer Körperebene (38).

Die für das Compound-Verfahren notwendige Speicherröhre hat einen technischen hohen Aufwand, der diese Geräte teuer macht. Dafür liefern sie aber ein hohes Maß an Auflösung und Grauabstufung.

b. Real-Time-Verfahren.

Die Echodarstellung nach dem Real-Time-Verfahren heißt auch "schnelles Bild", da der Bildaufbau in sehr kurzer Zeit erfolgt. Bei diesem Verfahren entstehen 15 bis 30 Einzelbilder pro Sekunde, wodurch Bewegungsabläufe für das menschliche Auge nahezu zeitgetreu wiedergegeben. Man unterscheidet mechanische und elektronische Real-Time-Geräte.

b_1. Mechanische Real-Time-Geräte.

Bei den mechanischen Real-Time-Geräten werden ein oder wenige Transducer mechanisch so bewegt, daß die Schallstrahlen innerhalb kurzer Zeit das gesamte Untersuchungsfeld überstreichen. Je nach der Anordnung der Schallstrahlen in der Schnittebene unterscheidet man Parallel- und Sektor-Scanner werden mehrere piezoelektrische Kristalle um die Achse eines Parabolspiegels rotiert. Jeweils der dem Parabolspiegel zugewandte Kristall ist eingeschaltet und alle Schallstrahlen sind zueinander parallel. Bei den Sektor-Scannern breitet sich der Schall radiär um ein gemeinsames Zentrum aus und überstreicht einen Kreissektor. Wegen der radiären Anordnung der Schallstrahlen bilden Sektor-Scanner in der Nähe des Schallkopfes, d. h. nahe der Körperoberfläche, nur einen schmalen Bereich der Untersuchungsebene ab. Dafür bringen sie aber aus der Tiefe einen breiten Bereich der Schnittebene zur Darstellung (38).

Gegenüber Parallel-Scannern haben Sektor-Scanner den Vorteil, daß sie auch kleine akustische "Fenster" einen weiten Raum ausleuchten können. Es gelingt auch leichter akustische Grenzflächen senkrecht zu beschallen und damit gut abzubilden. Andererseits aber haben die Sektor-Scanner, wegen des zunehmenden Zeilenabstandes, in der Tiefe eine schlechtere laterale Auflösung (38).

b_2. Elektronische Real-Time-Geräte.

Bei diesen Geräten sind viele kleine piezoelektrische Kristalle unbeweglich dicht nebeneinander angeordnet. Die Elemente werden einzeln oder in kleinen Gruppen elektronisch angesteuert.

Wenn alle zu einem Schallstrahl gehörenden Echos aus der gewünschten Eindringtiefe empfangen sind, werden die benachbarten Elemente gepulst usw. Nachdem alle Elemente nacheinander angesteuert worden sind, besitzt man Echoinformationen von praktisch jedem Punkt des Untersuchungsfeldes (38).

Bei Parallel-Scanner sind die Einzelelemente entlang einer Geraden angeordnet und die austretenden Schallstrahlen sind zueinander parallel. Einen elektronischen Sektor-Scanner erhält man, wenn die Einzelelemente auf einen Kreisbogen angeordnet werden.

Elektronische Real-Time-Geräte haben gegenüber mechanischen sowohl Vorteile als auch Nachteile.

Die elektronischen Real-Time-Geräte haben gegenüber mechanischen sowohl Vorteile als auch Nachteile.

Die elektronischen Real-Time-Geräte erzeugen keine breiten Schnittbilder, haben eine geringere Eindringtiefe und somit keinen so guten Überblick. Andererseits sind sie deutlich kleiner als mechanische Real-Time-Geräte, weniger störanfällig und sie haben einen leichten handlichen Schallapplikator (38).

d. Nebenwirkungen.

In den letzten Jahren ist die Frage über mögliche Nebenwirkungen von Ultraschall bei seinen Anwendungen in der medizinischen Diagnostik gründlich untersucht worden (8,9,27,35,48,51,56).

Beim Eindringen der Ultraschallwellen in den Körper können Schädigungen auftreten durch:

1. Temperaturerhöhung des Gewebes wegen Umwandlung der Ultraschallenergie in Wärme.

2. Hohe Beschleunigung der im Schallfeld gelegenen Teilchen.
3. Cavitation, die dadurch entsteht, daß der Molekülverband in der positiven Druckphase zerissen wird und in der folgenden negativen Phase die entstandenen Hohlräume wieder zusammenfallen, wodurch hohe Energiespitzen auftreten (36).

Durch zahlreiche Untersuchungen konnte der Wärmeeffekt des Ultraschalls bestätigt werden (29,40,41, 53,57).

Bei diesen Untersuchungen konnte festgestellt werden, daß die Erwärmung der Gewebe von ihrem Absorptionskoeffizienten abhängig ist und die stärkste Erwärmung an den Grenzflächen von Geweben mit stark unterschiedlichen Schallwiederständen von Geweben auftritt. Dieser Wärmeeffekt war auch die Ursache, daß der Ultraschall von POHLMANN (53) in die Therapie eingeführt wurde.

Am Beginn der therapeutischen Anwendung des Ultraschalls kam es infolge grober Überdosierung zu irreversiblen Gewebeschädigungen durch Verkochung des Gewebes. Die Veränderungen ließen sich aber vermeiden, wenn während des Experimentes für eine entsprechende Wärmeableitung gesorgt wurde (36,39).

Wegen der Anwendung der Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe wurden zahlreiche tierexperimentelle Untersuchungen durchgeführt, um mögliche schädigende Nebenwirkungen aufzudecken (1,2,16,24,30,50,52,60).

In all diesen Arbeiten wurde gezeigt, daß weder die Anzahl in der Gravidität durchgeführter Sonographien noch der Zeitpunkt der ersten Untersuchungen die Mißbildungs- oder Abortrate ungünstig beeinflußt.

Auch in der zweiten Generation konnten keine nachteiligen Effekte beobachtet werden.

Die Beobachtung der sog. Kavitation hat umfangreiche experimentelle Untersuchungen von Ultraschallnebenwirkungen an Tieren und Zell- bzw. Gewebskulturen veranlaßt (4,6,8,47,48,54,56).

Auf die Kavitation ist auch überwiegend die Wirkung des Ultraschallsignales in der Zelle zurückzuführen (35).

BERSTINE und DIXON (4) haben 1971 die Angaben aus der Literatur über elektronenmikroskopische Veränderungen an verschiedenen Geweben zusammengestellt: degenerative Veränderungen an Mitochonrien, Veränderungen an Lysosomen mit Membranrupturen und Verklumpung der Granula des endoplasmatischen Retikulums. McINTOSH und DAVEY (48) haben 1972 erstmals bei Anwendung einer Schallintensität von 9 mW/cm^2, die auch im diagnostischen Anwendungsbereich liegt, irreparable Chromosomenbrüche in der Zellkultur bei einer Beschallungsdauer von 60 Minuten nachgewiesen.

PRASSAD (69) wies nach, daß die DNA-Synthese von Helazellen durch eine Exposition von 4 mW/cm^2 für 10 Minuten Dauer bei 1 MHz unterdrückt werden kann.

Diese Wirkung im diagnostischen Bereich des Ultraschalls konnten LIEBESKIND und Mitarbeiter (42,43) bestätigen und einen Austausch von Chromosomenteilen bei menschlichen Lymphocytenkulturen nach Ultraschalleinwirkung nachweisen. SIEGEL und Mitarbeiter (59) halten eine Kultur von Amnionzellen für eine sehr sensible Prüfeinheit, da sie bereits Veränderungen bei Schallintensitäten von 1,7 mW/cm^2 und 0,5 Minuten Beschallungsdauer mit 2,25 MHz fanden (Literaturübersicht ROTT 1981). LIEBESKIND und Mitarbeiter (44) berichteten 1981 über Veränderungen an der Zelloberfläche, CONGER und

VISKIN (10) 1981 über die Lösung von Zellen aus dem Verband nach Ultraschallexposition.

Ähnliche Schäden wie sie an Zellkulturen in vitro beschrieben wurden, konnten bei Schallintensitäten, Beschallungsdauer und Frequenzen für den diagnostischen Bereich in vivo nicht nachgewiesen werden.

e. Untersuchungstechnik.

Bei der sonographischen Untersuchung des Abdomens ist eine spezielle Vorbereitung des Patienten nicht nötig. Er muß lediglich nüchtern sein damit Darmüberlagerungen vermieden werden. Bei Meteorismus muß man noch eine entblähende Behandlung betreiben.

Von der Ultraschalluntersuchung muß der abdominelle Palpations- und Perkussionsbefund erhoben werden. Auch während der Untersuchung ist die Palpation eine wichtige diagnostische Hilfe.

Zu Beginn der Untersuchung wird ein akustisches Kopplungsmaterial (Gel, Paraffinöl) auf die Haut aufgetragen, damit eine gute Schallleitung zwischen Schallkopf und Haut hergestellt wird (63). Eine frische Wundfläche im Untersuchungsgebiet stellt keine absolute Kontraindikation für die sonographische Untersuchung. Über die Wunde wird eine dünne sterile Operationsfolie gezogen und darauf Gel oder Öl aufgetragen. Die Untersuchung kann dann ohne weitere Vorsichtsmaßnahmen durchgeführt werden (38). Da die Gallenblase von solidem Gewebe (Leber) und stark reflektierenden Darmschlingen umgeben ist, läßt sie sich als zystisches Organ gut von den benachbarten Strukturen abgrenzen und ist somit für die sonographische Diagnostik besonders gut geeignet (23).

Die Gallenblase wird in Rückenlage von ventral untersucht

und sowohl im Längstschnitt als auch im Interkostalschnitt und Subkostalschnitt abgebildet. Eine kleine Gallenblase läßt sich gut im subkostalen Schrägschnitt identifizieren. Der Ductus cysticus ist im subkostalen Schrägschnitt oder im Interkostalschnitt besonders gut zu beurteilen. Der Patient wird dabei aufgefordert, sich nach links zu drehen, die rechte Seite etwas anzuheben und den rechten Arm über den Kopf zu legen, damit die Interkostalräume möglichst weit geöffnet werde (38).

Damit die Gallenblase weit unter dem Rippenbogen hervortritt, atmet der Patient tief ein und drückt das Abdomen weit heraus. Ist die Gallenblase in diesen Ebenen immer noch nicht ausreichend zu beurteilen, kann man die Untersuchung am stehenden Patienten durchführen (38).

Die Ultraschalluntersuchung soll stets vor radiologischen Kontrastmitteluntersuchungen oder vor einer Endoskopie erfolgen, da intestinale Gasansammlung durch Reflexion von Schallwellen die Untersuchung erschweren oder gar unmöglich machen (63).

f. Typische Befunde.

1. Normale Gallenblase.
   Die Gallenblase kann fast immer sonographisch dargestellt werden. Im Sonogramm ist die Gallenblase als birnenförmige, glattbegrenzte, binnenechofreie Zone am unteren Leberrand abzugrenzen (45).

   Eine sorgfältige Durchmusterrung des gesamten Oberbauchs sowohl in longitudinalen, transversalen und schrägen Schnittebenen ist erforderlich, da die Gallenblase sowohl in Position als auch in Form sehr variiert (21).

2. Cholelithiasis.

Sonographisch sind sowohl röntgenpositive als auch röntgennegative Konkremente darstellbar und sie haben ein gemeinsames Erscheinungsbild, daß durch das Schallschattenphänomen hinter dem Konkrement charakterisiert ist (7,23,46).

Das Schallschattenphänomen entsteht durch eine starke Schallreflexion am Konkrement aufgrund des großen Impedanzunterschiedes zum umgebenden Weichteilgewebe bzw. zur Galleflüssigkeit (21).

Die Schallschattenzone kann jedoch bei kleinen Konkrementen mit Durchmesser von 1 bis 2 mm fehlen. Hier ist eine kontinuierliche Beurteilung der Lageverschieblichkeit im Liegen und Sitzen beziehungsweise Stehen erforderlich (21,46).

Entscheidend für die Ausbildung eines Schallschattens ist jedoch weniger die absolute Größe des Konkrementes als vielmehr das Größenverhältnis Stein zu Schallkegel und die Lage des Konkrementes im Schallstrahl. Es ist nicht gleichgültig, ob ein Konkrement im Nahfeld, im Fernfeld, im Zentrum oder in der Randzone des Schallstrahles liegt. Nur ein Konkrement, das im Fokus eines Schallstrahles liegt, ist in der Lage die Ultraschallwellen völlig zu reflektieren und einen Schallschatten zu verursachen. Liegt das Konkrement im Nahfeld, Fernfeld oder in der Perpherie des Schallstrahles, so wird es zwar abgebildet, jedoch entsteht kein Schallschatten, da die Ultraschallwellen nicht völlig reflektiert werden (22,38).

Falsch positive Befunde können vor allem durch Artefaktbildungen, die von den Rippen oder gashaltigen Darmschlingen stammen, oder durch Verwaschungen bei

der Atmung des Patienten bedingt sind, vorgetäuscht werden. Um solche Fehlinterpretationen zu vermeiden, muß man die vermuteten Steine von vielen Seiten aus nachweisen. Außerdem kann eine komplett mit Steinen gefüllte Gallenblase, die keine Flüssigkeit enthält, der Untersuchung entgehen. Ferner ist die Lokalisation der Konkremente im extra- oder intrahepatischen Gallensystem schwierig, weil die benachbarten Darmstrukturen zu einer Beeinträchtigung der Untersuchung führen (21,23,38).

Zu den häufigsten Folgen der Cholelithiasis zählen die Cholezystitis und der Hydrops der Gallenblase. Differentialdiagnostisch müssen noch die Polypen der Gallenblase abgegrenzt werden.

3. Polypen in der Gallenblase.

Die meisten Polypen werden als eine solide Konturvorwölbung innerhalb der Gallenblase abgebildet.

Im Gegensatz zur Cholelithias bilden Polypen keinen dorsalen Schallschatten und ihre Lage innerhalb der Gallenblase ändert sich nicht bei Umlagerung des Patienten (38).

B. ABDOMENLEERAUFNAHME.

Bei einer Abdomenleeraufnahme ist die Gallenblase und die meisten Gallenkonkremente nicht darstellbar. Nur die kalkhaltige und damit auch schattengebende Konkremente können dargestellt werden (45).

Die Gallensteine werden meist durch ihre Lage, Form und Struktur von den Nierenbeckensteinen unterscheiden. In Zweifelsfällen ist die rechte Seitenaufnahme ausschlaggebend, wobei die Gallensteine ventral im Abdomen und die Nierensteine auf oder direkt vor der Wirbelsäule zu sehen sind (62).

C. ORALE CHOLEZYSTOGRAPHIE.

Bei der oralen und der intavenösen Cholezystographie wird eine jodierte Substanz (Phenolphthalein, Propionsäure, Adipinsäure) verabreicht. Diese Substanz (Kontrastmittel) wird von der Leber mit der Galle ausgeschieden und dadurch wird die Gallenblase auf dem Röntgenbild sichtbar (62).

- Vorbereitung:
  Auch in den letzten Tagen vor der Untersuchung bekommt der Patient normale Diät. Falls keine Fettunverträglichkeit besteht, kann zur physiologischen Stimulierung und Entleerung der Gallenblase Fett zugegeben werden. Am Vorabend bekommt der Patient eine fettfreie Mahlzeit und am nächsten Morgen kommt er nüchtern zur Untersuchung (34).

- Kontrastmittel:
  Das Kontrastmittel (Biloptin, Osbil) wird am Vorabend der Untersuchung verabreicht. Will man besonders eine intensive Füllung der Gallenblase erreichen oder zusätzlich die abführenden Gallenwege darstellen, dann gibt man drei Stunden vor der Untersuchung eine zweite Dosis von Kontrastmittel (62).

  Bei Patienten mit Einschränkung der Leber- und Nierenfunktion können wiederholte orale Dosen leber- bzw. nierentoxisch wirken (61).

- Untersuchungstechnik:
  Die Untersuchung beginnt mit einer Übersichtsaufnahme des rechten Oberbauches in Bauchlage mit leichter Anhebung der rechten Seite, damit sich die Gegend der Gallengänge und eventuell eine nach links verlagerte Gallenblase von der Wirbelsäule frei projizieren (61,62).

Je nach Befund werden Zielaufnahmen im Stehen und Liegen angefertigt. Der Vorteil ist der, daß kleine flottierende Steine, die im Liegen oft nicht zur Darstellung kamen, noch sichtbar werden (62).

Reizmahlzeit:

Zur Kontration der Gallenblase wird eine fettreiche Mahlzeit verabreicht. Durch diese Maßnahme kann man:
1. die Funktion der Gallenblase beurteilen,
2. kleinere Konkremente zur Darstellung bringen,
3. die Gallengänge eventuell sichtbar machen.

Ein intravenös injizierbares und sicher wirkendes Kontraktions- und Endleerungsmittel ist das Cholezystokinin. Hiermit wird in 5-20 Minuten eine starke oder sogar maximale Kontraktion der Gallenblase erzielt (61,62,67).

Die orale Cholezystographie ist wegen der geringen Nebenwirkungen, im Vergleich zu den anderen Kontrastmitteluntersuchungen, die Methode der Wahl zur Darstellung der Gallenblase und der ableitenden Gallenwege. Die intrahepatischen Gallenwege und der Ductus hepaticus sind aber bei dieser Methode nicht kontrastiert. Die Gallensteine werden als Kontrastmittelaussparungen dargestellt (45).

D. INTRAVENÖSE CHOLEZYSTOGRAPHIE.

- Vorbereitung:
  Eine spezielle Vorbereitung ist nicht erforderlich. Der Patient muß nur 10 Stunden vor der Injektion des Kontrastmittels nüchtern sein (67).

- Zeitpunkt:
  Die orale Cholezystographie kann man am gleichen Tag, an dem die orale Untersuchung keine Kontras-

tierung ergab, anschließend machen. Bei Patienten aber mit hepatorenaler Funktionsminderung sollte eine intravenöse Kontrastdarstellung erst nach mehrtägigem Interwall durchgeführt werden (61).

- Kontrastmittel:
  Als Kontrastmittel wird ein Trijodanilid, zum Beispiel des Biligraphin bzw. Biligram verwendet. Das Kontrastmittel wird an Serum-Eiweiß gebunden und zu 90% durch die Leber ausgeschieden (61,69).

- Untersuchungstechnik:
  Das Kontrastmittel wird über 10 Minuten langsam intravenös injiziert. Zwei Minuten nach Beginn der Injektion wird eine Unterbrechung gemacht und auf Nebenreaktionen abgewartet. Danach injiziert man das gesamte Kontrastmittel, und der Patient wird anschließend über eine Dauer von 30 Minuten überwacht (61).

  Nach 20-40 Minuten sind die großen intrahepatischen Gallengänge, Ductus hepaticus und choledochus gefüllt. Die Füllung der Gallenblase erfolgt kontinuierlich und hat nach 120 Minuten meist ihr Maximum erreicht (62).

  Die Bilder werden in Bauchlagerung (eventuell auch in Rückenlagerung) bei leicht angehobener rechter Körperseite angefertigt. Gezielte Aufnahmen können am stehenden Patienten im 2. schrägen Durchmesser vorgenommen werden. Der weitere Untersuchungsgang ist der gleiche wie bei der oralen Cholezystographie.

  Vorteile:
  Die intravenöse Cholezystographie hat im Vergleich zur oralen Cholezystographie gewisse Vorteile:

  1. Bei negativem oralen Cholezystogramm kann die intravenöse Darstellung sofort angeschlossen und sie gelingt in einem hohen Prozentsatz der Fälle,

falls es sich nicht um einen Zystikusverschluß handelt (67).

2. Die Darstellung der intrahepatischen Gallengänge und des Ductus hepaticus erfolgt fast nur bei intravenöser Kontrastmittelverabreichung.
3. Ein großer Vorteil liegt darin, daß die Gallenblase und die Gallengänge gleichzeitig mit Kontrastmittel gefüllt sind (62).
4. Bei partiellen Zystikusverschluß gelingt die Darstellung der Gallenwege nur durch die intravenöse Cholangiographie (67).

E. ENDOSCOPISCHE RETROGRADE CHOLANGIO-PANCREATIKOGRAPHIE (ERCP).

Bei einer Ausscheidungsstörung der Leber mit Hyperbilirubinämie kann das Gallengangsystem mit den konventionellen Röntgenverfahren nicht ausreichend dargestellt werden. Mit der ERCP dagegen können in einem hohen Prozentsatz die Ursachen der Cholestase erkannt werden (67).

Die Untersuchung erfolgt am nüchternen Patienten. Als Prämedikation wird Atropin und Thalamonal verabreicht. Nach Einführen des vollflexiblen Fiberglasduodenoskops erfolgt nach rascher Passage des Magens, Pylorus und Bulbus die Sondierung der Papilla duodeni major. Danach wird das Kontrastmittel direkt in den Ductus choledochus verabreicht. Entsprechende Aufnahmen in verschiedenen Strahlengänge erlauben meist exakte Aussagen über die Papille und die Gangsysteme. Unter günstigen Voraussetzungen läßt sich eine ERCP innerhalb von 10 bis 20 Minuten durchführen (62,67).

Die Durchführung einer ERCP ist mit Geschicklichkeit und Übung relativ rasch erlernbar. Zum Teil wurden sogar endoskopische Papillotomien und Gallensteinentfernungen vorgenommen (67).

Die Interpretation der Cholangio- und Pancreaticogramme jedoch setzt große Erfahrung des Untersuchers voraus (61).

Im Stadium der septischen Cholangitis oder der Pankreatitis ist die Durchführung der ERCP kontraindiziert. Die Komplikationen bei der ERCP werden mit 1-2% angegeben und sollten daher nicht verharmlost werden. Hieraus ergibt sich eine strenge Indikationsstellung (55,67).

F. COMPUTERTOMOGRAPHIE.

Die Computertomographie hat neue Perspektiven in der röntgenologischen Diagnostik eröffnet. Durch die Abbildung eines dünnen Körperquerschnittes erhält man, neben den konventionellen Röntgenaufnahmen in sagittallen und lateralen Strahlengang, gewissermaßen die dritte Dimension. Überlagerungen durch benachbarte Strukturen sind weitgehend ausgeschlossen. Mit der hohen Maßgenauigkeit können auch sehr geringe Absorptionsunterschiede erfaßt und damit, im Gegensatz zur konventionellen Röntgendiagnostik, Organ- und Weichteilstrukturen und deren pathalogische Veränderungen bei nur geringen Kontrastunterschieden dargestellt werden (62).

Eine CT-Anlage besteht im wesentlichen aus drei Elementen: der Röntgenröhre, dem Dedektorsystem und dem

Rechner. Die Anfertigung eines Schnittbildes erfolgt durch ein eng begrenztes Röntgenstrahlbündel, welches die gewünschte Körperschnittebene aus verschiedenen Richtungen abtastet. Die durch den Körper abgeschwächten Röntgenstrahlen werden durch Detektoren erfaßt, in elektrische Signale umgewandelt und über einen Analog-Digital-Wandler in den Computer eingegeben, wo sie in ihrer räumlichen Verteilung rechnerisch zu einem Querschnittbild aufgebaut werden (62).

Der primäre Einsatz der CT zum Nachweis einer Cholelithiasis ist im allgemeinen nicht indiziert, da die Ultraschalluntersuchung und die konventionellen röntgendiagnostischen Methoden meist eine Diagnose ermöglichen. Die Computertomographie erlangt jedoch Bedeutung, wenn die Ultraschalluntersuchung keinen eindeutigen Befund erbringt oder die Kontrastmitteluntersuchungen negative Resultate haben (19).

Der Nachweis von Konkrementen in den intra- und extrahepatischen Gallengängen oder in der Gallenblase und Ductus cysticus hängt von ihrem Kalksalzgehalt und der Abtastgeschwindigkeit des CT-Gerätes ab. Während kalkhaltige Bezirke hoher Dichte meist keine diagnostischen Schwierigkeiten bereiten, können nicht schattengebende Steine in Abhängigkeit von ihrer chemischen Zusammensetzung dem Nachweis entgehen, wenn sie annähernd galleisodens oder klein sind, daß Partial-volume-Effekte wirksam werden können (19).

VI. ANDERE MÖGLICHKEITEN IN DER DIAGNOSTIK VON GALLENSTEINEN UND IHRE AUSSAGEKRAFT.

A. INFUSIONSCHOLEZYSTOGRAPHIE.

Bei bekannter allergischer Disposition, bei Leberparenchymschäden und bei stark erhöhtem Bilirubin kann das Kontrastmittel auch in Form einer Langzeitinfusion appliziert werden (45).

Die Vorbereitung des Patienten ist die gleiche wie bei der oralen oder intravenösen Kontrastmittelgabe.

Die Infusionszeit liegt zwischen 30 und 120 Minuten. Bei kürzerer Infusionszeit kommt es oft zu einer heterotopen Ausscheidung über die Nieren, ohne daß dies als Hinweis für eine hepatobliäre Funktionsminderung gewertet werden kann (61).

Die Infusionscholezystographie verbessert zwar die Verträglichkeit der Untersuchung, hinsichtlich ihres Aussagewertes bei gestörter Kontrastmittelkinetik ist sie aber überschätzt worden (62).

B. PERCUTANE TRANSHEPATISCHE CHOLANGIOGRAPHIE (PTC).

Die percutane transhepatische Injektion des Kontrastmittels in die intrahepatischen Gallengänge ist dann zur präoperativen Abklärung eines Verschlußikterus indiziert, wenn aufgrund der vorherigen Untersuchungen eine Aussage über das vorliegende Krankheitsbild nicht sicher möglich ist (54).

Das Gelingen einer Punktion und der Kontrastmittelfüllung der Gallenwege ist wesentlich von ihrer Weite abhängig. So liegt die Erfolgsquote beim Verschlußikterus mit erweiterten Gallengängen zwischen 90-100% und bei nicht erweitertem Gangsystem zwischen 70-80% (62,67)

Trotz verbesserter Technik (Feinnadelcholangiographie) liegt die Komplikationsrate mindestens bei 2%.

Häufigste Komplikationen sind:

1. Gallige Peritonitis. Sie entsteht durch Austritt von Galle und Abdomen.
2. Blutungen aus dem Stichkanal in die freie Bauchhöhle.
3. Hämobilie. Dabei wird eine mit Blut und Galle gefüllte Höhle gebildet, die dann über das Gallengangsystem Anschluß an den Intestinaltrakt findet.

Bei langdauernden Ikterus und schwergeschädigten Patienten ermöglicht heute die PTC eine percutane transhepatische Cholangiodrainage, sowohl temporär präoperativ, als auch permanent palliativ (28,67).

VII. ERGEBNISSE.

Die sonographischen und röntgenologischen Ergebnisse wurden den Schlußdiagnosen gegenübergestellt. Dabei basieren die Schlußdiagnosen von 74 Patienten auf den Operationsbefund. Bei den restlichen Patienten erfolgte die Sicherung der Schlußdiagnose unter zusammenfassender kritischer Bewertung aller klinisch relevanten, biochemischen und morphologischen Befunde.

1. Übersicht.

Es wurden die sonographischen und röntgenologischen Befunde von 209 Patienten ausgewertet. Bei 74 Fällen erfolgte die Diagnosesicherung durch den Operationsbefund. In 56 Fällen wurde die Schlußdiagnose durch Vergleichsuntersuchungen gesichert (s. Tab. 2).

Bei 62 Fällen wurde die Schlußdiagnose allein durch den sonographischen und klinischen Befund gestellt. In 3 von diesen 62 Fällen war aber der sonographische Befund nicht beurteilbar, deswegen wurde eine röntgenologische Untersuchung empfohlen, die aber aus verschiedenen Gründen (schwerkranker Patient, Schwangerschaft, Allergie) nicht durchzuführen war.

Bei 17 Patienten waren die sonographischen und röntgenologischen Befunde nicht in Einklang zu bringen, so daß keine eindeutige Diagnose gestellt werden konnte.

Bei 178 Fällen wurde die Abschlußdiagnose Cholelithiasis gestellt. Die Diagnosesicherung erfolgte in 72 Fällen operativ, in 50 Fällen durch Vergleichsuntersuchungen und in 56 Fällen nur sonographisch (s. Tab. 3).

Ein unauffälliger Befund (keine Gallenkonkremente) wurde in 14 Fällen gestellt. Diese Diagnose wurde in 2 Fällen operativ, in 6 Fällen durch Vergleichsuntersuchungen und in 6 weiteren Fällen nur sonographisch gesichert.

Operativ gesicherte Diagnosen	N= 74
Durch Vergleichsuntersuchungen gesicherte Diagnosen (i.v. und o. Cholezystographie, CT, ERCP)	N= 56
Nur sonographische Diagnosen	N= 62
Ungeklärte Fälle	N= 17
Gesamt ausgewertete Fälle	N= 209

TABELLE 2: Diagnosesicherung bei V.a. Cholelithiasis - Gesamtübersicht.

	SCHLUSSDIAGNOSE	
	Cholelithiasis	Kein Konkrement
Operativ gesichert	N = 72	N = 2
Durch Vergleichsuntersuchungen gesichert	N = 50	N = 6
Nur sonographisch gesichert	N = 56	N = 6

TABELLE 3: Einteilung der Befunde.

Alle unsicheren bzw. nicht beurteilbaren sonographischen und röntgenologischen Befunde werden bei der Berechnung der Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität als falsch negativ gerechnet.

Die Treffsicherheit errechnet sich aus der Formel:

$$\text{Treffsicherheit} = \frac{\text{richtig pos. + richtig neg. Fälle}}{\text{Anzahl d. durchgeführten Unters.}}$$

Die Sensitivität läßt sich durch die Formel:

$$\text{Sensitivität} = \frac{\text{Anzahl d. richtig pos. Fälle}}{\text{richtig pos. + falsch neg. Fälle}}$$

berechnen.
Die Formel für die Spezifität ist:

$$\text{Spezifität} = \frac{\text{Anzahl d. richtig neg. Fälle}}{\text{richtig neg. + falsch neg. Fälle}}$$

2. Operativ gesicherte Diagnosen.

Bei den 74 operativ gesicherten Fällen ist eine hohe Anzahl der sonographisch richtig positiven Befunde bemerkenswert (s. Tab. 4).

Die 2 falsch positiven Befunde sind aber nicht außer Acht zu lassen. In diesen 2 Fällen besteht die Möglichkeit, daß die Steine bis zur Operation abgingen, weil der Verdacht auf Steine nicht nur sonographisch, sondern auch röntgenologisch (CT, i. v. Cholezystographie) geäußert wurde. Der falsch negative Befund bezog sich auf "wenig bröckeliges Konkrement", wie aus dem Operationsbericht zu entnehmen war. Nur ist die ERCP hat hier einen richtig positiven Befund erbracht. Bei der CT, intravenösen und oralen Cholezystographie war jeweils der Befund nicht beurteilbar.

	richtig positiv	falsch negativ	nicht beurteil-bar	richtig negativ	falsch positiv
Sonographie N=74	70	1	1	Ø	2
i.v. Cholezys-tographie N=36	22	3	9	1	1
o. Cholezysto-graphie N=11	7	1	3	Ø	Ø
CT N=6	4	Ø	1	Ø	1
ERCP N=4	4	Ø	Ø	Ø	Ø

TABELLE 4: Operativgesicherte Diagnosen

Bei der i. v. und oralen Cholezystographie ist die Treffsicherheit nicht so hoch. Diese beiden Methoden haben eine relativ große Zahl von falsch negativen und vor allem nicht beurteilbaren Befunden.

Bessere Ergebnisse hat dagegen die CT und vor allem die ERCP (keine falsche Aussage) gebracht.

3. Durch Vergleichsuntersuchungen gesicherte Diagnosen.

Auch hier ist die hohe Treffsicherheit der Sonographie nicht zu übersehen. Neben 49 richtig positiver und 6 richtig negativer Fälle war nur ein einziger Befund nicht beurteilbar (s. Tab. 5).

Außer einem falsch negativen und einen nicht beurteilbaren Befund in der i. v. Cholezystographie haben die röntgenologischen Untersuchungen ebenfalls eine hohe Treffsicherheit erzielt.

4. Zusammenfassung aller untersuchten Fälle.

In Tabelle 6 sind alle Fälle, bei denen die Diagnose entweder operativ oder durch Vergleichsuntersuchungen oder sonographisch gesichert wurde, zusammengefaßt.

Aus dieser Tabelle ist ersichtlich, daß man sonographisch 184 Fälle - neben einen falschen negativen, 2 falsch positiven und 6 nicht beurteilbaren Befunden - richtig interpretieren konnte.

Bei der i. v. und oralen Cholezystographie ist die Zahl der falsch negativen und nicht beurteilbaren Befunde erstaunlich hoch.

Bemerkenswert ist noch die hohe Treffsicherheit der CT und vor allem der ERCP.

	richtig positiv	falsch negativ	nicht beurteil-bar	richtig negativ	falsch positiv
Sonographie N=56	49	Ø	1	6	Ø
i.v. Chole-zystographie N=32	28	1	1	2	Ø
o. Cholezysto-graphie N=11	8	1	Ø	2	Ø
CT N=19	17	Ø	Ø	2	Ø
ERCP N=5	3	Ø	Ø	2	Ø

TABELLE 5: Durch Vergleichsuntersuchungen gesicherte Diagnosen

	richtig positiv	falsch negativ	nicht beurteilbar	richtig negativ	falsch positiv
Sonographie N=193	178	1	6	6	2
i.v. Cholezystographie N=68	50	4	10	3	1
o. Cholezystographie N=22	15	2	3	2	Ø
CT N=25	21	Ø	1	2	1
ERCP N=9	7	Ø	Ø	2	Ø

TABELLE 6: Zusammenfassung aller untersuchten Fälle

5. Sensitivität, Spezifität und Treffsicherheit der verschiedenen Untersuchungsmethoden.

Aus Tabelle 6 kann man leicht die Sensitivität, die Spezifität und die Treffsicherheit der verschiedenen Methoden errechnen.

In Tabelle 7 sind alle Ergebnisse zusammengefaßt. Man kann leicht die höhere Sensitivität und Treffsicherheit der Sonographie gegenüber der CT, der intravenösen und oralen Cholezystographie feststellen. Nur die ERCP hat eine höhere Sensitivität, Spezifität und Treffsicherheit im Vergleich zu Sonographie erzielt. Dieses Ergebnis ist aber mit Vorsicht zu betrachten, weil die Anzahl der untersuchten Fälle sehr klein war.

Aus dem gleichen Grund ist die Spezifität aller Untersuchungsmethoden mit Vorsicht zu vergleichen.

6. Vergleich der Sonographie mit CT, ERCP, oralen- und iv- Cholezystographie.

In den Tabellen 8,9,10,11, wird die Sonographie jeweils mit der intravenösen sowie oralen Choezystographie, CT und ERCP verglichen.

Der Vergleich zeigt, daß die Sonographie eine deutlich höhere Treffsicherheit gegenüber der i.v. (92,6%, 77,9%) und oralen (95,4%, 77,2%) Cholezystographie, eine gleich hohe gegenüber der CT (92%), und eine niedrigere gegenüber der ERCP (88,8%, 100%) hat.

	Sonographie	i.v. Cholezystographie	o. Cholezystograph.	CT	ERCP
Sensitivität	96,2%	78,1%	75%	95,4%	100%
Spezifität	75%	75%	100%	66,6%	100%
Treffsicherheit	95,3%	77,9%	77,2%	92%	100%

TABELLE 7: Sensitivität - Spezifität - Treffsicherheit der verschiedenen Methoden.

N=68	richt. pos.	falsch neg.	nicht beurteil.	richt. neg.	falsch pos.	Sensitivität	Spezifität	Treffsicherheit
Sonographie	61	1	2	2	2	95,3%	50%	92,6%
i.v. Cholezystographie	50	4	10	3	1	78,1%	75%	77,9%

TABELLE 8: Vergleich Sonographie - i.v. Cholezystographie.

N=22	richt. pos.	falsch neg.	nicht beurteil.	richt. neg.	falsch pos.	Sensitivität	Spezifität	Treffsicherheit
Sonographie	19	1	ø	2	ø	95%	100%	95,4%
o. Cholezystographie	15	2	3	2	ø	75%	100%	77,2%

TABELLE 9: Vergleich Sonographie - o. Cholezystographie.

N=25	richt. pos.	falsch neg.	nicht beurteil.	richt. neg.	falsch pos.	Sensitivität	Spezifität	Treffsicherheit
Sonographie	21	1	ø	2	1	95,4%	66,6%	92%
CT	21	ø	1	2	1	95,4%	66,6%	92%

TABELLE 10: Vergleich Sonographie - CT

N=9	richt. pos.	falsch neg.	nicht beurteil.	richt. neg.	falsch pos.	Sensitivität	Spezifität	Treffsicherheit
Sonographie	6	1	ø	2	ø	85,7%	100%	88,8%
ERCP	7	ø	ø	2	ø	100%	100%	100%

TABELLE 11: Vergleich Sonographie - ERCP

VIII. DISKUSSION

Die Sonographie hat sich im letzten Jahrzehnt aufgrund der großen technologischen Entwicklung von Ultraschallgeräten zu einer wertvollen Untersuchungsmethode des Abdomens entwickelt (21,37,32,14).

Insbesondere die Verwendung von Real-Time-Geräten mit hohem Auflösungsvermögen sowie die Einführung der Graustufentechnik in Ultraschallgeräten mit langsamen Bildaufbau haben die Bildqualität verbessert und die Untersuchungstechnik vereinfacht (12,33,49).

Der größte Vorteil der Sonographie liegt darin, daß ohne Strahlenbelastung und Kontrastmittelgabe, unabhängig von der Funktion von Leber und Galle, in einem Untersuchungsgang auch die benachbarten Organe untersucht werden können und das Ergebnis sofort vorliegt (37)

Der Vorteil der röntgenologischen Cholezystographie besteht darin, daß die Gallengänge durch die Kontrastmittelgabe darstellbar sind, was mit der Sonographie nicht immer gelingt (12,45).

Außerdem kann mit der röntgenologischen Cholezystographie eine Aussage über die Zusammensetzung von Gallensteinen gemacht werden, nämlich, ob die Steine kalziumhaltig sind oder nicht (37).

Die chemische Zusammensetzung der Gallensteine korreliert aber nicht mit den sonographischen Bildern, somit können Cholesterinsteine nicht als solche erkannt werden (17).

In den hier erarbeiteten Ergebnissen ist die Treffsicherheit der Sonographie mit 95,3% deutlich höher als die Treffsicherheit der intravenösen Cholezysto-

graphie 77,9%, der oralen Cholezystographie 77,2%, und der Computertomographie 92% (s. Tab. 7).

Die Treffsicherheit der ERCP (100%) gegenüber der Sonographie ist aufgrund der geringen Fallzahl nicht repräsentativ.

Bei zwei Fällen war der sonographische Befund falsch positiv. In diesen zwei Fällen besteht die Möglichkeit, daß die Steine bis zur Operation abgingen, weil der Verdacht auf Steine auch röntgenologisch geäußert wurde. Der einzige falsch negative Befund bezog sich auf "wenig bröckeliges Konkrement" wie aus dem Operationsbericht zu entnehmen war.

Kremer und Mitarbeiter (37) konnten 1978 zeigen, daß die sonographische und röntgenologische Cholezystographie eine gleich hohe Treffsicherheit aufweist.

Cooperberg and Burhenne (11) arbeiteten 1980 mit Real-Time-Geräten. Beim Vergleich von sonographischen und Operations- oder Obduktionsbefund fanden sie, daß der sonographische Befund in 96% der Fälle richtig positiv war.

Nach einer retrospektiven Studie von Koischwitz und Distelmaier (32) im Jahre 1981 ist die Treffsicherheit der sonographischen Cholezystographie der röntgenologischen äquivalent bzw. überlegen und sollte daher als erste Maßnahme bei Verdacht auf Cholelithiasis durchgeführt werden.

In einer retrospektiven Studie fand Triller und Mitarbeiter (64) im Jahre 1980 beim Vergleich von Sonographie und ERCP eine annähernd gleich hohe Treffsicherheit (82%, 86%) für beide Methoden.

Die Sonographie ist eine neue nichtinvansive Untersuchungsmethode, die sich im Routinebetrieb schnell einsetzen läßt und mit geringen Kosten verbunden ist.

Da die Sonographie eine hohe Treffsicherheit hat und nicht strahlenbelastend ist, empfiehlt es sich, sie bei unklaren Oberbauchbeschwerden vor den röntgenologischen Untersuchungen als Erstuntersuchung einzusetzen.

Wenn der sonographische und klinische Befund übereinstimmen, kann man auf weitere röntgenologische Untersuchungen verzichten. Eine röntgenologische Untersuchung sollte jedoch erfolgen, wenn sonographisch ein unauffälliger oder nicht beurteilbarer Befund vorliegt, die Beschwerden des Patienten jedoch eine Cholelithiasis vermuten lassen.

IX. ZUSAMMENFASSUNG.

Von 209 Patienten, deren Oberbauch in der Zeit zwischen Anfang März 80 und Mitte Juni 81 an der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München etwa gleichzeitig sowohl sonographisch als auch röntgenologisch (i.v. und orale Cholezystographie, CT, ERCP) untersucht worden war, wurden die Untersuchungsbefunde hinsichtlich der Treffsicherheit bei der Diagnosestellung von Cholezystolithiasis verglichen.

Zur sonographischen Untersuchung standen zwei hochauflösende Real-Time-Geräte zu Verfügung.

Die Treffsicherheit der Sonographie war mit 95,3% deutlich höher als die Treffsicherheit der intravenösen Cholezystographie 77,9%, der oralen Cholezystographie 77,2%, und der Computertomographie 92%.

Nur die Treffsicherheit der ERCP (100%) war höher als die der Sonographie. Dieses Ergebnis ist mit Vorsicht zu betrachten, da die untersuchten Fälle sehr wenig waren.

Bemerkenswert ist die hohe Anzahl der falsch negativen und nicht beurteilbaren Befunde bei der intravenösen und oralen Cholezystographie.

X. LITERATUR.

1. ANDREW, D.S.:
Ultrasonography in pregnancy, an enquiry into its safety.
Brit. J. Radiol. 37 (1964) 185

2. BANG, J.:
The intensity of ultrasund in the uterus during examination for diagnostic purposes.
Acta path. microbiol. scand. Sect. A. 80(1972)341

3. BARTRUM, R.J., H.C. CROW, S.R. FOOTE:
Ultrasonic and radiographic cholecystography.
New Engl. J. Med. 296(1977)538

4. BERNSTINE, R.L., L.G. DICKSON:
Stuies of effects of ultrasound as determined electron microscopy.
In: Interactions of ultrasound and biological tissue, ed. by J.M. REID, M.R. SIKOV.
DHEW Publ. (FDA) 73-8008 (1971) 77

5. BROWN, R.E.:
Ultrasonography Basic Principles and Clinical Applikations.
Warren H. Green, INC. 1975

6. BUCKTON, K.E., N.V. BAKER:
An investigation into possible chromosome damagins effects of ultrasund on human blood cells.
Brit. J. Radiol. 45(1972)340

7. CAROLL, B.A.:
Gallstones, in vitro comparison of physical, radiographic and ultrasonic characteristics.
Amer. J. Roentgenol. 131(1978)380

8. COACLEY, W.T., J.S. SLADE:
Examination of sonicated human lymphocytes for chromosome damge.
Brit. J. Radiol. 44(1971)563.

9. COACKLEY, W.T., J.S. SLADE, J.M. BREMAN, J.L. MOORE:
Examination of lymphocytes for chromosomes aberrations after ultrasonic irradiation.
Brit. J. Radiol. 45(1972)328

10. CONGER, A.D., M.C. ZISKIN:
Detachment of tissue-culture cells by diagnostic ultrasound.
Radiology 139(1981)233

11. COOPERBERG P.L., H.J. BURHENNE:
Real-Time Ultrasonography: Diagnostic Technique of Choise in Caleus Gallbladder Disease.
Engl. J. of Medizine 23(1980)1277

12. COOPERBERG, P.L., M.S. PON, P. WONG, J.L. STOLLER H.J. BURHENNE:
Real-Time high resolution ultrasound in the detection of biliary calculi.
Radiology 131(1979)789

13. CRONAN J. J., MUELLER P.R., SIMENONE J.F., O'CONNELL S.R., ERIC VAN SONNENBERG, J. WITTENBERG, J.T. FERUCCI Jr:
Prospective Diagnosis of Choledocholithiasis
Radiology 146(1983)467

14. CRADE, M., K.J.W. TAYLOR, A.T. ROSENFIELD, C.S. DE GRAFF, P. MINIHAN:
Surgical and pathologic correlation of cholecystosonography and cholecystography.
Amerik. J. Roentgenol. 131(1978)227

15. FILLY A.R., A.A. MOSS, L.W. WAY:
In vitro investigation of Gallone shadowing with ultrasound tomography.
J. Clin. Ultrasound 7(1979)255

16. FRENCH, L.A., J.J. WILD, D. NEAL:
The experimental application of ultrasonic to the localication of brain tumors.
J. Neurosurg. 8(1951)198

17. FRENTZEL-BEYME B., R. FÄHNRICH, B. ARNAN-THIELE
kann die Sonographie Hinweise auf die chemische Zusammensetzung von Gallensteinen geben?
Fortschr. Röntgenstr. 138, 4(1983)458

18. FRICK, H., H. LEONHARDT, D. STARCK:
Spezielle Anatomie II
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1978, Band 2

19. FRIEDMANN, G., E. BÜCHELER, P. THURN:
Ganzkörper-Computertomographie.
Georg Thieme Verlag Stuttgart - New York 1981

20. FROMMHOLD, H., D. KOISCHWITZ:
Informationswert der Sonographie der biliären Erkrankungen.
Radiologie 19(1979)361

21. FROMMHOLD, H., G. EGENDER:
Sonographie des Abdomens-Leber-Galle-Pankreas.
Röntgenpraxis 34(1981)324

22. JAFFE, C.C., K.J.W. TAYLOR:
The Clinical Impact of Ultrasonic Beam Focusing Patterns.
Radiology 131(1979)469

23. GEBAUER A., U. SCHERER:
Differentialindikation für die Computertomographie und die Ultraschalluntersuchung.
Internist 19(1978)568

24. GRAMIAK, R.:
Diagnostic ultrasound exposure in man.
Radiology 116(1975)739

25. GROSS, R., P. SCHÖLMERICH:
Lehrbuch der Inneren Medizin.
Schattauer Verlag Stuttgart-New York 1982, 6. Auflage.

26. GROSS H.B., L.P. HARTER, R.M. GORE, P.W. GALLEN, R.A. FILLY, H.A. SHAPIRO, H.I. GOLDBERG
Ultrasonic Evaluation of Common Bile Duct Stones: Prospective Comparison with Endoscopie Retrograde Cholangiopancreatography.
Radiology 146(1983)471

27. HELLMAN, L.U., G.U. DUFUS, J. DONALD, B. SUNDEN:
Safety of diagnostic ultrasound in obstetrics.
Lancet I (1979)113

28. HEROLD, G.:
Innere Medizin.
Aku-Fotodruck, Agentur 5000 Köln 41, 1981/82

29. HERRIK, J.F., F.H. KRUSEN:
Ultrasound and medicine. A survey of experimental studies.
J. acoust. Soc. Amer. 26(1954)236

30. HOLMES, J.H., D.H. HOWRY:
Ultrasonic diagnosis of abdominal disease.
Amer. J. dig. Dis. 8(1963)12

31 KAHLE, W., H. LEONHARDT, W. PLATZER:
Taschenatlas der Anatomie.
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1976, Band 2

32 KOISCHWITZ, D., W. DISTELMAIER:
Wertigkeit und Grenzen der Ultraschalluntersuchung des biliären Systems im Vergleich zur Röntgenkontrastdiagnostik.
Röntgenbl. 34(1981)245

33. KOOPERS, B.:
Gray-scale-Sonographie der Gallenblase und Gallenwege insbesondere bei negativem Cholecystogramm.
Radiologe 18(1978)268

34. KOSSOFF, G.: Principles and application of grey-scale-echography.
In M. de VLIEGER, J.H. HOLMES, u.a.: Handbook of clinical ultrasound.
Wiley, New York, 1978

35. KRATOCHWILL, A.:
Ultraschalldiagnostik in der Geburtshilfe.
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1968

36. KRATOCHWILL, A., C. NOWOTNY-JANTSCH:
Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin, Chirurgie und Urologie.
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1977

37. KREMER, H.:
Sonographische oder radiographische Cholecystographie?
DMW 120(1978) Nr. 44

38. KREMER, H.:
Sonographische Diagnostik innerer Erkrankungen.
Urban & Schwarzenberg München-Wien-Baltimore 1982

39. LEHMANN, J.:
Über die Temperaturabhängigkeit therapeutischer Ultraschallreaktionen unter besonderer Berücksichtigung der Wirkung auf Nerven.
Strahlentherapie 79(1949)534

40. LEHMANN, J.F.:
The biophysical basis of biologic ultrasonic reactions with special reference to ultrasonic therapy.
Arch. phys. Med. 34(1953)139

41. LEHMAN, J.F., J.F. HERRICK:
Biologic reactions to cavitation,a consideration for ultrasonic therapy.
Arch. phys. Med. (1953)86

42. LIEBESKIND, D., R. BASES, F. ELEQUIN, S. NEUBORT, R. LEIFER, R. GOLDBERG, M. KOENIGSBERG:
Diagnostic ultrasound:effects on the DNA and growth patterns of animal cells.
Radiology 131(1979)177

43. LIEBESKIND, D., R. BASES, F. MENDEZ:
Sister chromatid exchanges in human lymphocytes after exposure to diagnostic ultrasound.
Science 205(1979)1273

44. LIEBESKIND, D., R. BASES, M. KOENIGSBERG, L. COSS, C. RAVENTOS:
Morphological changes in the surface characteristics of cultured cells after exposure of diagnostic ultrasound.
Radiology 138(1981)419

45. LISSNER, J., O. HUG:
Radiologie I
Enke Verlag Stuttgart 1980

46. LUTZ, H.:
Ultraschalldiagnostik (B-scan) in der Inneren Medizin.
Springer Verlag Berlin-Heidelberg-New York 1978

47. McINTOSH, I.J.C., D.A. DAVEY:
Chromosome aberrations induced by an ultrasonic fetal pulse detector.
Brit. med. J. 1970/IV, 92

48. McINTOSH, I.J.C., D.A. DAVEY:
Relationship between intensity of ultrasound and induction of chromosome aberrations
Brit. J. Radiol.45(1972)320

49. McINTOSH, H., F. PENNEY:
Grey-scale ultrasonography as a screening procedure in the detection of gallbladderdisease.
Radiology 136(1980)

50. MANNOR, S.M., SERR, I. TAMARI, A. MESHORER, E.H. FREI:
The safety of ultrasound in fetal monitoring.
Amerik. J. Obstet. Gynec. 113(1972)653

51. NYBORG, W.L.:
Effects of ultrasound on cells.
In: Interactions of ultrasound and biological tissue, ed. by J.M. REICH, M. R. SIKOV.
DHEW Publ. (FDA) 73-8008(1971)47

52. OGDEN, J.R.:
Investigation of the effect of diagnostic ultrasound on brain growth and neurone proliferation of foetal and immtures rats, a preliminary report.
Brit. J. Radiol. 44(1971)563

53. POHLMANN, R.:
Die Ultraschalltherapie. Quantitative Angaben zu ihrem Wirkungsmechanismus.
Dtsch. med. Wschr. 73(1948)373

54. PRASSAD, N., R. PRASSAD, S. C. BUSHONG, L.B. NORTH, E. RHEA:
Ultrasound and mammalian DNA. Letter to the editor.
Lancet 1(1976)1181

55. RABINOV, K.R., SIMION M.:
Peroral cannulation of the ampulla of Vater for direct cholangiography and pancreaticography. Preliminary report of a new methode.
Radiology 85(1965)693

56. ROTT, H.D.:
Zur Frage der Schädigungsmöglichkeit durch diagnostischen Ultraschall.
Ultraschall in der Medizin 2(1981)56

57. SCHWAN, H.P., E.L. CARSTENSEN:
Advantages and limitation of ultrasonic in medicine.
J. Amerik. med. Ass. 149(1952)121

58. SCHETTLER, G.:
Innere Medizin
Georg Thieme Verlag Stuttgart-New York 1980, Band 2

59. SIEGEL, E., J. GODDARD, A.E. JAMES jr., E.P. SIEGEL:
Cellular attachment as a sensitive indication of the effects of diagnostic ultrasound exposure on cultured human cells.
Radiology 133(1979)377.

60. STUNDEN,B. .:
On the diagnostic value of ultrasound in obstetrics and gynaecology.
Acta obstet. gynec. scand. 43;Suppl. 6 (1964)1

61. TESCHENDORF, W., W. WENZ:
Röntgenologische Differentialdiagnostik.
Georg Thieme Verlag 1979, 6. Auflage.

63. TRILLER, J.:
Mindestanforderungen in der Ultraschalldiagnostik des Abdomens.
Röntgenpraxis 34(1981)448

64. TRILLER, J., A.R. FISCHEDICK, M. HAERTELI, F. HALTER, U. SCHEUER:
Sonographie und endoskopische retrograde Cholangio-Pankreatikographie zur Diagnostik von Pankreas- und Gallenwegserkrankungen.
Fortschr. Röntgenstr. 132(1980)255

65. WALDEYER, A., A. MAYET:
Anatomie des Menschen.
Walter de Gruyter Berlin-New York 1976

66. WELLS, P.N.T.:
Ultraschall in der medizinischen Diagnostik.
Walter de Gruyter Berlin-New York 1980

67. ZÖCKLER, C.E.:
Die spezielle Diagnostik der Gallenwegserkrankungen aus chirurgischer Sicht.
TM-Verlag 1977

Dankeswort

Herrn Prof. Dr. J. Lissner, Direktor der radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas herzlich danken.

Für die hilfreiche Unterstützung und Betreuung bedanke ich mich sehr herzlich bei P.D. Dr. med. A. Gebauer, Oberarzt der Abteilung Röntgen B der radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München im Klinikum Großhadern.

Lebenslauf

Ich bin am 12.03.1957 als drittes Kind des Geschäftsmanns, Andronikos Kokiantonis und seiner Frau Martha, geb. Diakosavva in Rhodos/Griechenland geboren.

1963-1969 besuchte ich die Volksschule, anschließend das Gymnasium bis 1975. Dann kam ich nach Deutschland, wo ich die Sprache ein Jahr lang lernte.

1976-1977 besuchte ich das Studienkolleg in München. Im Wintersemester 1977/78 begann ich das Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München.

Die ärztliche Prüfung legte ich am 09.11.83 an der gleichen Universität erfolgreich ab.